

Neuromuscular stimulator with measurement of the muscular response of the electrical stimulation impulse

Patent number: EP1095670
Publication date: 2001-05-02
Inventor: RIGAUX PIERRE (BE); BUHLMANN FELIX (CH); MUELLER PIERRE-YVES (CH)
Applicant: COMPEX SA (CH)
Classification:
- **international:** A61N1/36
- **european:** A61B5/0488; A61B5/11J; A61N1/36A
Application number: EP19990121611 19991029
Priority number(s): EP19990121611 19991029

Also published as:

JP2001170190 (A)

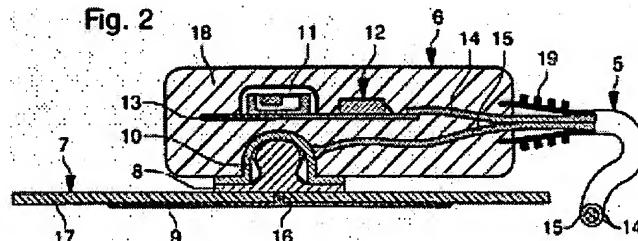
Cited documents:

US5070873
 WO9919019
 US4805636
 US5507788
 WO9510323
more >>

[Report a data error here](#)

Abstract of EP1095670

Stimulator comprises stimulating electrodes (7) connected to an electrical supply cable (5) and a sensor (11) for measurement of the muscular reactions caused by the electrical impulses. The sensor is intrinsically connected to one of the electrodes or to connector (6). At least one conductor wire (15) within the supply cable (5) connects to the electrode independently of the sensor. The housing contains a device for treating the output signal from the sensor to adjust the impulses depending on muscle reaction.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(19)



Europäisches Patentamt

European Patent Office

Office européen des brevets

(11)

EP 1 095 670 A1

(12)

DEMANDE DE BREVET EUROPEEN

(43) Date de publication:
02.05.2001 Bulletin 2001/18

(51) Int Cl.7: A61N 1/36

(21) Numéro de dépôt: 99121611.0

(22) Date de dépôt: 29.10.1999

(84) Etats contractants désignés:
AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE
Etats d'extension désignés:
AL LT LV MK RO SI

(71) Demandeur: Compex SA
1024 Ecublens (CH)

(72) Inventeurs:
• Rigaux, Pierre
4020 Liège (BE)

• Buhlmann, Félix
1018 Lausanne (CH)
• Müller, Pierre-Yves
1248 Hermance (CH)

(74) Mandataire: Laurent, Jean et al
I C B
Ingénieurs Conseils en Brevets SA
Rue des Sors 7
CH-2074 Marin (CH)

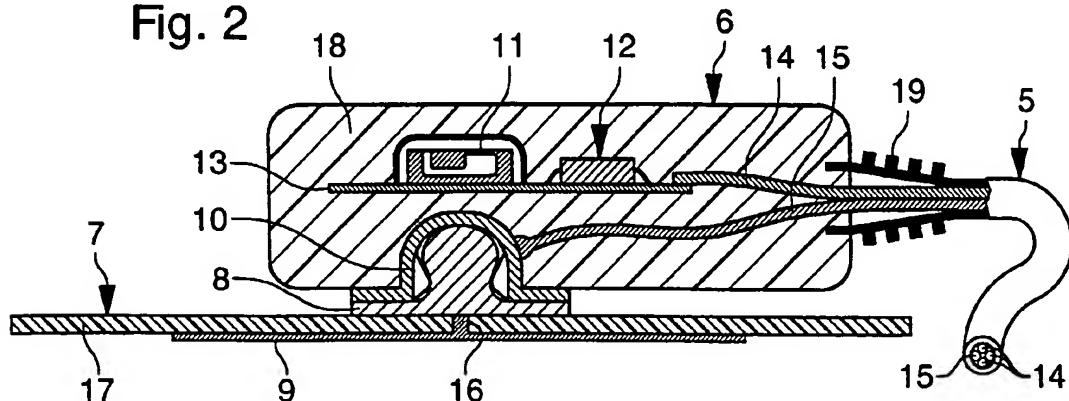
(54) Stimulateur électrique neuromusculaire avec mesure des réponses musculaires aux impulsions électriques de stimulation

(57) Le stimulateur électrique comprend un générateur d'impulsions électriques disposé dans un boîtier, des électrodes de stimulation (7) à poser sur la peau d'un utilisateur sur des points moteurs des muscles à stimuler, chaque électrode (7) étant reliée à un connecteur de câble électrique (5), l'autre extrémité du câble étant connectée de manière amovible à une prise d'entrée et/ou de sortie de signaux du boîtier pour recevoir les impulsions électriques, au moins un capteur (11) pour mesurer les réactions musculaires provoquées par

les impulsions électriques, et des moyens électroniques dans le boîtier pour recevoir les mesures du capteur. Le capteur (11) est intrinsèquement lié à une des électrodes (7) ou au connecteur (6). Au moins un fil conducteur (15) du câble connecte l'électrode (7) indépendamment du capteur (11).

Le stimulateur trouve application notamment dans le domaine sportif pour l'entraînement passif des muscles stimulés par des impulsions électriques, ou dans la rééducation de muscles atrophies

Fig. 2



Description

[0001] L'invention concerne un stimulateur électrique neuromusculaire avec mesure des réactions musculaires générées par des impulsions électriques. Le stimulateur comprend un générateur d'impulsions électriques disposé dans un boîtier, au moins une paire d'électrodes de stimulation destinées à être posées sur la peau d'un utilisateur au niveau des points moteurs des muscles à stimuler, chaque électrode étant reliée à une extrémité d'un câble électrique dont l'autre extrémité est raccordée au boîtier pour recevoir les impulsions électriques du générateur, au moins un capteur sensible à des réactions musculaires provoquées par les impulsions électriques de stimulation et agencé pour transmettre des signaux électriques de mesure représentatifs desdites réactions musculaires à des moyens électroniques dans le boîtier du stimulateur.

[0002] L'invention concerne également un câble électrique et une électrode de stimulation pour un stimulateur électrique neuromusculaire.

[0003] Le capteur fournit des informations sur les réactions musculaires utiles notamment pour connaître l'état de fatigue des muscles stimulés électriquement. Les mesures obtenues du capteur permettent d'adapter les paramètres des impulsions électriques de stimulation que ce soit manuellement à l'aide de la vision sur un écran de la forme des signaux reçus par le capteur ou automatiquement par adaptation des paramètres électriques de stimulation en fonction de la fatigue musculaire. L'adaptation des paramètres consiste à corriger soit la fréquence des impulsions, soit l'amplitude ou la durée des impulsions de tension ou de courant, soit les durées de contraction et de relaxation du muscle, soit le nombre de cycles de contraction/relaxation, soit une association quelconque des paramètres précédents.

[0004] La stimulation électrique ou électrostimulation a pour but de commander un travail aux muscles par le biais d'impulsions électriques de tension ou de courant en fonction de paramètres programmés. Chaque impulsion de courant ou de tension fournit une excitation au niveau des fibres nerveuses qui commandent les fibres musculaires via la plaque motrice. Cette excitation donne lieu à une réponse mécanique élémentaire du muscle appelée secousse d'une durée de l'ordre de 0.1s.

[0005] L'impulsion de tension ou de courant est répétée dans le temps selon une fréquence ajustable. Si cette fréquence est basse, par exemple de 10 Hz, la puissance de travail des muscles est légère, tandis que pour une fréquence élevée, par exemple de 100 Hz, la puissance de travail des fibres musculaires stimulées est très élevée. Cette puissance très élevée correspond à une puissante contraction tétanique. Les secousses des fibres musculaires ne peuvent plus à cette fréquence élevée être séparées après chaque impulsion ce qui fait qu'il se produit une sommation temporelle des secousses qui conduit à une contraction tétanique.

[0006] Si les muscles stimulés sont stimulés à fré-

quence élevée, ils auront tendance à se fatiguer. Dans ce cas, la séance d'entraînement consiste à imposer une alternance de périodes de contraction et de périodes de repos. La phase de repos permet aux fibres de se relâcher et de récupérer avant la prochaine phase de contraction.

[0007] Dans le domaine médical, les stimulateurs électriques sont utilisés pour l'aide à des personnes handicapées ou accidentées de façon à pallier aux déficiences d'activité musculaire ou à leur permettre une réhabilitation de leur musculature meurtrie. Des impulsions électriques de courant ou de tension sont transmises auxdits muscles via les électrodes posées à même la peau ou sous-cutanées afin de les faire travailler passivement. Des mesures de la réaction musculaire causée par l'excitation évoquée électriquement permettent d'adapter parfois les impulsions électriques à transmettre aux électrodes en fonction du niveau de l'amplitude électrique ou mécanique mesurée sur les muscles innervés sans pour autant fatiguer exagérément les muscles stimulés. Cette adaptation de paramètres électriques du stimulateur sert notamment aux personnes handicapées, voire accidentées, pour éviter qu'elles soient dans l'obligation de demander continuellement une aide externe lorsqu'elles doivent bouger l'un ou l'autre de leurs membres déficients.

[0008] Un tel stimulateur est montré dans le document US 5070873 dans lequel une boucle de réglage des impulsions électriques à fournir aux muscles pour leur donner une motricité suffisante est décrite. Dans une première phase, des capteurs électromyographiques détectent l'activité musculaire volontaire qui dans le cas d'une personne handicapée est déficiente. La mesure de tension obtenue par les capteurs représentent l'état faible de contraction des muscles activés ce qui conduit à adapter les impulsions électriques du générateur d'impulsions pour envoyer vers les nerfs-moteurs des muscles des impulsions de tension adaptées à la réaction attendue notamment pour permettre un automatisme dans le déroulement des mouvements souhaités par l'handicapé.

[0009] Les capteurs électromyographiques peuvent être séparés des électrodes de stimulation, mais également combinés avec elles. Dans ce dernier cas de figure, une troisième électrode est nécessaire. Si on utilise la même surface active de l'électrode comme électrode de stimulation et comme capteur, cela implique de gérer de manière non évidente les signaux provenant du capteur suite aux impulsions électriques envoyées sur l'électrode.

[0010] La combinaison du capteur avec l'électrode nécessite d'envoyer des impulsions rectangulaires de tension biphasiques pour effectuer des mesures par le capteur. Il est à noter que dans ce cas de figure, pour des impulsions de tension, le courant de stimulation fourni dépend de l'impédance de l'électrode et de la peau. Cette impédance n'est pas la même d'une personne à l'autre, ou peut varier rapidement au cours du

témps chez une même personne, ce qui conduit à des réactions du muscle différentes pour des impulsions de tension identiques envoyées aux électrodes.

[0011] L'emploi d'un générateur d'impulsions de courant permet de s'affranchir des inconvénients d'un générateur d'impulsions de tension, car l'impulsion est maintenue constante quelle que soit l'impédance de la peau et de l'électrode, et ainsi permettre de maintenir le même nombre de fibres recrutées pour la stimulation.

[0012] Un inconvénient de cette combinaison des surfaces actives du capteur et de l'électrode réside dans le fait qu'après la séquence d'impulsions de tension biphasiques envoyées, il subsiste une tension résiduelle qui peut valoir une dizaine de volts, alors que la tension de mesure tirée des muscles par le capteur est de l'ordre de quelques millivolts. Il est donc nécessaire d'atténuer cette tension résiduelle pour pouvoir faire une mesure précise notamment de l'état de fatigue des muscles stimulés. C'est pourquoi, des capteurs séparés des électrodes fournissent de meilleurs résultats que ceux combinés comme décrit ci-dessus.

[0013] Dans le document FR 2 425 865, il est décrit également un stimulateur électrique de muscles à commande bioélectrique. Un générateur de fréquence porteuse fournit un signal électrique aux muscles à stimuler qui est adapté en fonction de l'activité bioélectrique des muscles innervés. Avec cette régulation des impulsions électriques en fonction de la réaction mesurée des muscles, ce stimulateur offre une large palette d'utilisations. Il permet notamment de créer un certain automatisme moteur de mouvements par exemple lors d'un entraînement sportif ou pour l'aide à des personnes handicapées.

[0014] Les capteurs de mesure sont du type électromyographique et peuvent être aussi combinés avec les électrodes de stimulation, mais dans ce cas, comme les impulsions de tensions envoyées aux muscles sont principalement des tensions d'ordre sinusoïdal, cela ne pose pas trop de problème de tirer les signaux EMG provenant des mêmes électrodes de stimulation à l'aide de filtres, ce qui n'est pas le cas avec des impulsions rectangulaires de tension.

[0015] Les moyens de mesure de la contraction musculaire pour fournir une information sur l'état de réaction des muscles stimulés peuvent être exécutés de multiples façons. La mesure peut être soit électrique à l'aide de capteurs électromyographiques, soit mécanique suivie d'une conversion électrique à l'aide par exemple de capteurs acoustiques (microphones). Un tel agencement est montré dans le document US 4805636 où il s'agit de mesurer les vibrations des muscles qui se contractent.

[0016] Dans ce document, deux microphones sont placés à des endroits différents où les muscles innervés répondent mécaniquement par une secousse à l'impulsion de tension produite par un générateur d'impulsions électriques. Un circuit de retour prend en compte les signaux de tension donnés par les deux microphones afin

d'adapter la secousse ou les impulsions électriques que le générateur produit à destination des muscles.

[0017] Des jauge de contrainte comme autre type de capteur mécanique à conversion électrique peuvent être utilisées comme le décrit le document US 5507788. Les jauge de contrainte servent à mesure un couple développer par les muscles stimuler. Elles sont disposées distantes des électrodes de stimulation. Les signaux ainsi obtenus des jauge sont traités par une circonscription dans le stimulateur afin d'adapter les paramètres de stimulation du générateur d'impulsions en fonction notamment de la fatigue musculaire.

[0018] L'emploi de jauge de contrainte ne peut s'appliquer que dans le cas où il est possible de pouvoir mesurer un couple de force. Un tel capteur n'est, par contre, pas approprié s'il s'agit de faire des mesures pour des muscles dorsaux ou pectoraux par exemple, qui n'entraînent pas de mouvement d'un segment.

[0019] Un but que se propose de résoudre l'invention consiste à utiliser une structure combinant une électrode de stimulation avec un capteur de mesure des réactions musculaires en palliant les inconvénients des stimulateurs ci-dessus décrits.

[0020] Un autre but de l'invention consiste à permettre à un utilisateur de ne penser qu'à placer les électrodes sur les muscles comme pour un stimulateur électrique standard tout en lui fournissant en plus par les capteurs combinés avec les électrodes respectives des mesures sur les réactions musculaires aux endroits stimulés.

[0021] Les buts de l'invention sont atteints grâce au stimulateur comme indiqué ci-dessus qui se caractérise en ce que le capteur est lié mécaniquement à une des électrodes ou à l'extrémité d'un des câbles côté électrode, et en ce qu'au moins un fil conducteur par câble électrique connecte l'électrode respective indépendamment du capteur.

[0022] Les buts de l'invention sont également atteints grâce au câble électrique pour un stimulateur qui se caractérise en ce qu'une extrémité du câble côté électrode a un connecteur pour être relié à la structure d'une électrode de stimulation par des moyens de fixation amovible servant également de contact électrique pour la ou les surfaces actives de l'électrode, en ce que le connecteur comprend au moins une partie d'un capteur de mesure des réactions musculaires, et en ce qu'il comprend dans une gaine isolante au moins un fil conducteur pour connecter la ou les surfaces actives de l'électrode de stimulation indépendamment du capteur.

[0023] Les buts de l'invention sont également atteints grâce à l'électrode de stimulation pour un stimulateur qui se caractérise en ce qu'elle comprend au moins une surface active conductrice pour recevoir les impulsions électriques, en ce que la surface active est reliée électriquement à des moyens de fixation amovible avec un connecteur de câble.

[0024] Un avantage du stimulateur avec la combinaison électrode et capteur de mesure consiste à faciliter

la mise en place desdits éléments par exemple pour l'entraînement passif d'un sportif à l'aide d'un tel stimulateur ou pour toutes autres applications. Le sportif sait où placer les électrodes sur les points moteurs des muscles qu'il souhaite entraîner. Au début de l'utilisation d'un tel stimulateur, il a dû apprendre à situer les points moteurs pour les muscles à entraîner. Par habitude, il sait facilement les poser aux endroits désirés et ainsi commencer sa séance d'entraînement.

[0025] L'adjonction supplémentaire d'un capteur avec l'électrode qu'il positionne ne lui posera aucun problème supplémentaire. En plus de la stimulation, il pourra se rendre compte de la fatigue des muscles stimulés par exemple sur un écran du stimulateur.

[0026] De même, si le stimulateur comprend des moyens de réception de signaux du capteur capable d'agir sur le générateur d'impulsions, les impulsions électriques de tension ou de courant envoyées aux électrodes de stimulation sont automatiquement adaptées en fonction de la fatigue musculaire évitant par la même occasion toute manipulation subséquente de l'utilisateur. Les signaux de mesure émis du capteur aux moyens de réception du stimulateur passent soit par un fil conducteur isolé dans la gaîne du câble électrique autre que le fil conducteur de l'électrode, soit à l'aide de moyens d'émission de signaux sans fil de connexion.

[0027] Un avantage d'employer un capteur du type électromyographique ou à conversion mécanique-électrique du type accéléromètre ou acoustique réside dans leur utilisation à n'importe quel muscle du corps. Des muscles dorsaux sont un des exemples de muscles dans lesquels la mesure de la réaction n'est pas possible à l'aide d'un capteur à jauge de contrainte ou plus généralement à l'aide d'un capteur de couple ou de force.

[0028] Un autre avantage dans l'utilisation d'un capteur électromyographique avec une électrode consiste à avoir deux surfaces actives, l'une pour le capteur et l'autre pour l'électrode. De sorte, on mesure les réponses musculaires en minimisant les perturbations provenant de la surface active de l'électrode de stimulation.

[0029] Un autre avantage du stimulateur selon l'invention consiste à minimiser le nombre d'électrodes combinées avec des capteurs de mesure nécessaires pour d'une part stimuler les muscles et d'autre part mesurer les réactions musculaires. Une paire d'électrodes combinées avec au moins un capteur suffit pour stimuler les muscles aux endroits désirés et donner les informations sur les réactions des muscles stimulés. Les fils conducteurs reliant le capteur et l'électrode respective sont regroupés dans un seul câble électrique. Les coûts de fabrication sont donc réduits au minimum.

[0030] Les buts, avantages et caractéristiques du stimulateur apparaîtront mieux, de manière non limitative, dans la description qui va suivre grâce à différentes formes d'exécution illustrées par les dessins sur lesquels :

Les figures 1a et 1b représentent le stimulateur

avant et après la connexion des câbles électriques sur les électrodes posées sur la peau d'un utilisateur,

5 la figure 2 représente une coupe partielle d'une première forme d'exécution d'un connecteur de câble électrique avec un capteur de mesure intégré fixé sur une électrode de stimulation,

les figures 3a et 3b représentent une coupe partielle verticale et une vue de dessous d'une deuxième forme d'exécution d'un agencement d'un capteur électromyographique et d'une électrode,

10 la figure 4 représente une coupe partielle d'une troisième forme d'exécution d'un connecteur de câble électrique avec un capteur de mesure intégré fixé sur une électrode de stimulation, et

15 la figure 5 représente des diagrammes de signaux électriques envoyés aux électrodes et de la réponse musculaire.

20 **[0031]** Le stimulateur décrit ci-après se rapporte de préférence à un stimulateur utilisé dans le domaine sportif et de la rééducation où la stimulation des muscles sert à les entraîner passivement. Des impulsions rectangulaires de courant sont fournies aux électrodes 7

25 posées sur la peau au niveau des points moteurs des muscles à stimuler. En réponse à cette stimulation, les muscles se contractent générant une secousse mécanique. Comme décrit précédemment, il s'avère que des impulsions de courant sont préférées à des impulsions de tension, car on n'est pas dépendant de l'impédance variable de l'électrode et de la peau de la personne utilisant le stimulateur.

30 **[0032]** Les impulsions de courant s'enchaînent dans le temps à une fréquence donnée. Selon la fréquence de répétition des impulsions, les muscles n'ont pas le temps de se décontracter avant la prochaine impulsion ce qui augmente la puissance de travail des muscles, mais en contre partie, ils se fatiguent. Il est donc intéressant de connaître la fatigue des muscles stimulés 40 pour être informé de l'état des muscles entraînés et également pour pouvoir tirer profit de cette mesure afin d'adapter de manière automatique les paramètres de stimulation.

45 **[0033]** En figures 1a et 1b, le stimulateur est représenté par un boîtier 1 enfermant notamment le générateur d'impulsions de courant et les moyens de réception de signaux provenant du capteur. Sur ledit boîtier 1, des boutons 2 de sélection de programmes servent à choisir le mode d'entraînement souhaité en fonction du sport pratiqué habituellement ou le programme de stimulation en fonction de l'état pathologique (amyotrophie, hypotonie, ...) du muscle à rééduquer. Le stimulateur comprend encore un écran de visualisation 3 pour afficher notamment les programmes choisis, les impulsions de stimulation, la réponse des mesures de réaction musculaire, ou encore des statistiques des séances d'entraînement. L'écran 3 est constitué par exemple 50 d'un affichage à cristaux liquides.

[0034] Une extrémité 4 d'une paire de câbles électriques 5 est branchée de manière amovible sur une des prises d'entrée et de sortie de signaux du boîtier 1 du stimulateur. D'autres prises pour le branchement du câble sont accessibles pour brancher plusieurs paires de câbles électriques 5. Depuis le branchement à la prise correspondante, les deux câbles sont réunis de façon à ce qu'ils ne se torsadent notamment lors du rangement. Ils sont par contre séparés sur la seconde moitié de la longueur des câbles pour pouvoir fixer leur connecteur 6 aux électrodes 7 espacées. Les connecteurs ont des moyens complémentaires de fixation de manière amovible à des tétons 8 de la structure d'électrode 7.

[0035] Dans la structure de l'électrode 7 ou dans le connecteur 6 sont logés des capteurs de mesure des réactions des muscles, non visibles en figure 1a et 1b. Les capteurs sont logés soit dans une des électrodes ou dans un des connecteurs ou dans les deux. La mesure des réactions musculaires se fait normalement à l'endroit où l'impulsion de courant arrive sur l'électrode, car l'autre électrode ne sert que de retour de courant.

[0036] Une pile logée dans le boîtier fournit l'alimentation du stimulateur, mais il est concevable également que le stimulateur reçoive une alimentation en tension externe par un branchement sur le réseau 220V ou 110 V via un transformateur.

[0037] En figure 1a, les deux connecteurs 6 sont montrés dans une position éloignée des électrodes 7, car dans un premier temps, l'utilisateur place, en général au niveau des points moteurs, les électrodes souples 7 autocollantes avec leur surface active en contact avec la peau. Dans une forme d'exécution, l'autocollant entoure par exemple la surface active qui occupe plus de la moitié de la surface de la structure d'électrode.

[0038] Une fois les électrodes posées sur la peau, les connecteurs 6 sont fixés aux électrodes 7, comme on peut le voir en figure 1b. Dans ce mode de réalisation, les connecteurs 6 sont montés libres en rotation sur les tétons 8.

[0039] La figure 2 montre un premier mode de réalisation de l'ensemble capteur avec l'électrode de stimulation. Le capteur 11 est inséré dans la masse 18 du connecteur 6 dans le cas où il est obtenu par moulage d'une matière plastique. Dans le connecteur, juste au-dessus des moyens complémentaires de fixation 10 au téton 8 de l'électrode, se trouve un accéléromètre constituant le capteur 11 et disposé sur un circuit imprimé 13 qui comprend tous les composants 12 pour l'amplification et le traitement des signaux de l'accéléromètre. L'accélération obtenue par la vibration des muscles stimulés est de l'ordre de quelques g.

[0040] En lieu et place de l'accéléromètre 11, un capteur acoustique, tel qu'un microphone peut être monté sur le circuit imprimé pour pratiquer des mesures de réactions musculaires.

[0041] Au moins deux fils conducteurs isolés, de préférence trois fils 14 sont fixés sur des plages métalliques du circuit imprimé pour apporter d'une part l'alimentation

électrique provenant du boîtier du stimulateur aux composants du circuit imprimé et d'autre part envoyer à destination du boîtier du stimulateur les signaux de mesure des vibrations musculaires. Un autre fil conducteur 15 isolé est fixé aux moyens métalliques 10 pour amener les impulsions de courant à l'électrode. Tous les fils conducteurs isolés 14 et 15 sont enfermés dans une gaine d'un câble électrique 5.

[0042] La structure d'électrode est composée d'un plan de base 17 en matériau souple isolant, tel qu'un tissu ou un élastomère, pouvant épouser, sa forme sur laquelle elle est posée, par exemple le bras d'un utilisateur. Au-dessous de la structure 17, un film conducteur est fixée, par exemple par collage ou par dépôt de particules conductrices, sur une grande partie de la surface de la structure 17. Ce film conducteur constitue la surface active 9 de l'électrode par laquelle les impulsions de courant excitent les nerfs-moteurs des muscles à stimuler. Le film métallique 9 est relié au travers d'un trou 16 conducteur, notamment métallisé, pratiqué dans la structure 17 au téton 8 métallique.

[0043] Le pourtour de la surface active de l'électrode 9 est enduit d'un matériau autocollant ou recouvert par un film autocollant pour pouvoir maintenir l'électrode 7 sur la peau d'un utilisateur. Ces électrodes sont en principe des électrodes jetables qui peuvent servir pour une séance d'entraînement ou pour plusieurs séances.

[0044] Dans une variante de réalisation, la fixation du connecteur à la structure de l'électrode par un bouton à pression peut être inversée en plaçant les moyens complémentaires 10 sur le plan de base 17 et le téton 8 sur le connecteur 6.

[0045] Aux figures 3a et 3b, un deuxième mode de réalisation de l'ensemble capteur électrode est présenté. Le capteur utilisé dans ce mode de réalisation est du type électromyographique.

[0046] Comme dans la première forme d'exécution discuté ci-devant, le connecteur 6 obtenu par moulage plastique 18 peut comprendre en son intérieur tous les composants électroniques pour le traitement des signaux venant du capteur EMG, mais dans cette variante de la figure 3a, tous les composants électroniques sont intégrés dans le boîtier du stimulateur.

[0047] Le connecteur 6 comprend deux pots métalliques 10 et 20 reliés, par exemple par soudure, chacun à l'extrémité d'un fil conducteur isolé respectif 14 et 15, ou inversement. Les pots, ainsi qu'une longueur des fils conducteurs et l'extrémité d'un manchon flexible 19 du câble électrique 5, sont moulés dans la matière plastique 18 du connecteur.

[0048] Le câble électrique 5 enferme, dans ce cas, uniquement deux fils conducteurs isolés 14 et 15 dans sa gaine isolante.

[0049] La structure de l'électrode comprend, sous le plan de base 17, une première surface conductrice active 9 de l'électrode de stimulation et une deuxième surface conductrice active 11 sans contact avec la première surface active constituant le capteur EMG. La deuxiè-

me surface active est placée à côté de la première surface active. Comme représenté à la figure 3b, la première surface active 9 est réalisée par exemple avec une dimension supérieure à la deuxième surface active 11. Autour des surfaces actives, le plan de base est enduit ou recouvert d'un matériau ou d'un film autocollant pour le maintien sur la peau de l'utilisateur sans l'aide d'autres moyens.

[0050] En figure 3b, la forme des surfaces actives est approximativement rectangulaire, mais d'autres exécutions sont tout-à-fait concevables, par exemple d'avoir la première surface active 9 sous forme circulaire placée au centre de la structure de l'électrode et la deuxième surface active sous forme d'anneau placée coaxialement à la première surface.

[0051] Chaque surface active 9 et 11 est reliée, au travers de trous 16 conducteurs, notamment métallisés, à un téton métallique correspondant 8 et 21 se trouvant de l'autre côté du plan de base. Ces tétons 8 et 21 étant chanfreiné sur leur partie sommitale sont insérés avec une certaine résistance mécanique dans les pots métalliques 10 et 20 du connecteur pour y être maintenus en utilisation. L'insertion à force dans les pots métalliques avec l'aide des chanfreins pour le guidage assure un bon contact électrique pour la transmission des impulsions de courant à l'électrode et la mesure électrique des réactions musculaires. Bien entendu en agencement comme vu en figure 2 peut également s'appliquer dans cette deuxième forme d'exécution.

[0052] Plusieurs surfaces actives 9 et 11, que ce soit pour la stimulation électrique ou la mesure, peuvent être placées sous le plan de base 17. Les surfaces actives de stimulation ou de mesure sont soit toutes connectées électriquement en surface du plan de base 17 au travers des trous métallisés 16, soit reliées chacune à un téton correspondant. Dans ce dernier cas, on doit disposer d'un connecteur multipolaire.

[0053] Les deux tétons 8 et 21, ainsi que les deux pots métalliques 10 et 20 peuvent être conçus plus rapprochés l'un de l'autre, mais cela implique de réaliser des conducteurs métalliques sur le plan de base 17 du côté du connecteur reliant les trous métallisés 16 avec chacun des tétons 8 et 21.

[0054] Il est également concevable de prévoir les tétons 8 et 21 sur le connecteur 6 et les pots métalliques 10 et 20 sur le plan de base 17.

[0055] Comme précédemment, les électrodes ont une structure souple pour épouser la surface de la peau où elle est placée, mais rien n'empêche de la concevoir rigide.

[0056] La figure 4 montre une troisième forme d'exécution avec un capteur 11 identique à celui montré en figure 2. Les éléments équivalents à ceux de la figure 2 portent les mêmes signes de référence, et ne seront plus tous expliqués.

[0057] Dans cette troisième forme d'exécution, le câble 5 ne comprend dans une gaine isolante qu'un fil conducteur 15 pour amener les impulsions électriques à

l'électrode. Les signaux de mesure du capteur 11, traités ou non dans le connecteur 6, sont, par contre, envoyés par des moyens d'émission de signaux 22 de mesure sans fil à l'aide d'ondes élecromagnétiques 23 ou autres

5 à destination de moyens électroniques de réception dans le boîtier du stimulateur. Ces moyens d'émission sont placés sur le circuit imprimé 13 pour recevoir les signaux de mesure du capteur 11. Les ondes 23 captées par les moyens de réception du boîtier sont transformées en signaux électriques représentant les valeurs des mesures du capteur 11 pour être affichées sur un écran et/ou pour adapter les paramètres de stimulation.

[0058] Une source d'alimentation pour tous les composants électroniques 11, 12 et 22 est prévue dans le 10 connecteur 6 sous forme d'une pile électrique 27. Les pôles positifs et négatifs de la pile 27 sont en contact dans un logement de pile avec une paroi métallique 24 pour un des pôles et avec un fond métallique 25 pour l'autre pôle. Le maintien de la pile dans son logement est assuré par un bouchon 26 poussant la pile 27 contre ses contacts 24 et 25. Ce bouchon 26 est soit vissé, soit inséré à force, soit soudé.

[0059] Le bouchon 26 pourrait être oublié, si la pile dans son logement était insérée dans la masse du 15 connecteur 6, dans le cas où il ne serait pas jugé nécessaire de la changer lorsqu'elle serait usagée.

[0060] Le connecteur est monté de manière amovible sur les structures d'électrode que ce soit dans la première ou la deuxième ou la troisième formes d'exécution 20 pour permettre à l'utilisateur de d'abord placer les électrodes aux endroits choisis sans être gêné par les câbles électriques. Le connecteur aurait également pu être solidaire de la structure de l'électrode.

[0061] Les moyens de fixation du connecteur à l'électrode respective peuvent prendre diverses autres formes que celles mentionnées précédemment. On peut imaginer des moyens de fixation à l'aide d'un aimant logé soit dans le connecteur, soit sur la structure de l'électrode, et d'une partie métallique placée soit sur la structure de l'électrode, soit sur le connecteur. Cet agencement de fixation doit garantir le contact entre des plages métalliques entre les deux éléments pour la fourniture des impulsions électriques ou également pour la mesure du capteur.

[0062] La figure 5 montre à titre indicatif trois diagrammes des signaux arrivant aux électrodes de stimulation et ceux tirés de la mesure des réactions ou réponses musculaires que ce soit par un accéléromètre (VMG) ou un capteur électromyographique (EMG).

[0063] On impose tout d'abord une impulsion de courant à l'électrode de stimulation. Cette impulsion peut être monophasique, mais de préférence biphasique comme représenté sur la figure 5.

[0064] L'amplitude maximum du courant IA s'échelonne de 0 à 120 mA. Plus cette amplitude est élevée et plus le nombre de fibres musculaires recrutées est élevé. Cela correspond donc au recrutement spatial des fibres qui exécutent le travail requis par le programme

sélectionné.

[0065] Le deuxième diagramme de la figure 5 montre la forme schématique de la tension électrode peau. Cette tension passe par une valeur maximum V_{max} aux environs de 100 V et minimum de -10 V. Après que l'impulsion de courant soit revenue à 0, il subsiste une tension résiduelle V_{res} de quelques volts sur les électrodes, c'est pourquoi il est difficile d'employer la même surface active pour mesurer à l'aide d'un capteur EMG les variations de tension de réaction des muscles stimulés, car la tension mesurée par le capteur V_{mes} est de l'ordre de quelques millivolts.

[0066] Les variations de tension dues aux vibrations musculaires et mesurées par l'accéléromètre (quelques g) et le capteur EMG pour des impulsions de courant à basse fréquence sont montrées au troisième diagramme.

[0067] A plus haute fréquence des impulsions, lorsque le muscle est contracté, l'accéléromètre fournit un signal seulement lors des phases initiales et finales de la contraction. Par contre, le capteur EMG donne un signal même pendant la phase de contraction du muscle.

[0068] Ainsi, pour obtenir des mesures au moyen d'un accéléromètre, on peut mesurer le signal d'accélération produit soit par une ou plusieurs secousses musculaires entre les périodes de contractions musculaires, soit par la phase initiale ou finale de la contraction musculaire.

[0069] Pour un programme de force, la fréquence des impulsions est élevée, tandis que pour un programme d'endurance cette fréquence est basse. Il faut savoir que pour les fibres musculaires lentes, la fréquence est de 30 Hz, alors que pour les fibres musculaires rapides, elle est de 60 Hz.

[0070] Suite à la description qui vient d'être faite, plusieurs autres variantes de réalisation d'un stimulateur avec combinaison d'une électrode avec un capteur de mesure peuvent être imaginées à la portée de l'homme du métier sans sortir du cadre de l'invention.

Revendications

1. Stimulateur électrique neuromusculaire avec mesure des réactions musculaires générées par des impulsions électriques, comprenant un générateur d'impulsions électriques disposé dans un boîtier du stimulateur (1), au moins une paire d'électrodes de stimulation (7) destinées à être posées sur la peau d'un utilisateur au niveau des points moteurs des muscles à stimuler, chaque électrode (7) étant reliée à une extrémité d'un câble électrique (5) dont l'autre extrémité (4) est raccordée au boîtier pour recevoir les impulsions électriques du générateur, au moins un capteur (11) sensible à des réactions musculaires provoquées par les impulsions électriques de stimulation et agencé pour transmettre des signaux électriques de mesure représentatifs desdites réactions musculaires à des moyens électro-

niques dans le boîtier du stimulateur, caractérisé en ce que le capteur (11) est lié mécaniquement à une des électrodes (7) ou à l'extrémité (6) d'un des câbles (5) côté électrode, et en ce qu'au moins un fil conducteur (15) par câble électrique (5) connecte l'électrode (7) respective indépendamment du capteur (11).

- 5 2. Stimulateur selon la revendication 1, caractérisé en ce que chaque extrémité (6) des câbles électriques côté électrode est fixée solidairement à la structure de l'électrode (17) respective.
- 10 3. Stimulateur selon la revendication 1, caractérisé en ce que chaque extrémité de câble côté électrode a un connecteur (6) relié à la structure de l'électrode (17) respective par des moyens de fixation amovible.
- 15 4. Stimulateur selon la revendication 3, caractérisé en ce que les moyens de fixation amovible sont du type à bouton-pression (8, 10) servant également de contact électrique entre le connecteur et au moins une surface active conductrice (9) de l'électrode respective.
- 20 5. Stimulateur selon la revendication 3, caractérisé en ce que les moyens de fixation amovible, servant également de contact électrique entre le connecteur (6) et au moins deux surfaces actives de l'électrode (7), comportent au moins deux tétons conducteurs (8, 21) insérés avec une certaine résistance mécanique dans deux pots conducteurs (10, 20), les tétons (8, 21) faisant partie de la structure de l'électrode (17) et les pots (10, 20) faisant partie du connecteur (6), ou inversement.
- 25 6. Stimulateur selon l'une des revendications 1, 2, 3 et 5, caractérisé en ce que le capteur de mesure est un capteur électromyographique (11) ayant au moins une surface active conductrice placée sans contact électrique à côté d'au moins une autre surface active conductrice (9) de l'électrode recevant les impulsions électriques, lesdites surfaces actives étant posées sur les points moteurs des muscles à stimuler.
- 30 7. Stimulateur selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que le capteur est un accéléromètre (11) ou un microphone intégré dans le connecteur (6) de l'extrémité du câble côté électrode ou dans la structure d'une des électrodes (17) respectives.
- 35 8. Stimulateur selon l'une des revendications 6 et 7, caractérisé en ce que des moyens de traitement des signaux (12) reçus du capteur sont intégrés dans le connecteur (6) ou dans la structure de l'électrode (7).

9. Stimulateur selon l'une des revendications 1, 6, 7 et 8, caractérisé en ce que le capteur (11) est en communication avec les moyens électroniques du stimulateur par des moyens d'émission et/ou de réception de signaux (22, 23) sans fil logés dans le connecteur (6) de câble ou dans la structure de l'électrode (7), ou par au moins un fil conducteur (14) du câble autre que celui de l'électrode (7).
10. Stimulateur selon la revendication 9, caractérisé en ce qu'une source d'alimentation électrique est logée dans le connecteur (6) ou dans la structure de l'électrode (7) pour alimenter les composants électroniques de mesure des réactions musculaires.
11. Stimulateur selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comprend, sur le boîtier (1), un écran de visualisation (3) capable d'afficher notamment des programmes de stimulation électrique et des informations relatives aux signaux électriques de mesure des réactions musculaires.
12. Câble électrique pour un stimulateur selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'une extrémité du câble (5) côté électrode a un connecteur (6) pour être relié à la structure d'une électrode de stimulation (17) par des moyens de fixation amovible servant également de contact électrique pour la ou les surfaces actives de l'électrode, en ce que le connecteur (6) comprend au moins une partie d'un capteur (11) sensible à des réactions musculaires, et en ce qu'il comprend dans une gaine isolante au moins un fil conducteur (15) pour connecter la ou les surfaces actives de l'électrode (7) de stimulation indépendamment du capteur (11).
13. Câble électrique selon la revendication 12, caractérisé en ce que le connecteur enferme des moyens de traitement de signaux (12) délivrés par le capteur.
14. Câble électrique selon la revendication 12, caractérisé en ce que les moyens de fixation avec l'électrode sont du type à bouton-pression (8, 10) ou du type multibroches (8, 10; 20, 21).
15. Câble électrique selon l'une des revendications 12 et 13, caractérisé en ce que le connecteur (6) comprend des moyens d'émission et/ou de réception de signaux (22, 23) sans fil, et une source d'alimentation électrique (27) des composants électroniques (11, 12, 22) de mesure des réactions musculaires.
16. Electrode de stimulation pour un stimulateur selon la revendication 1, caractérisée en ce qu'elle comprend au moins une surface active conductrice (9) pour recevoir les impulsions électriques, en ce que la surface active (9) est reliée électriquement à des moyens de fixation amovible (8, 10) avec un connecteur (6) de câble.
17. Electrode de stimulation selon la revendication 16, caractérisée en ce qu'elle comprend un capteur électromyographique ayant au moins une autre surface active conductrice (11) disposée sans contact électrique à côté de la surface active (9) recevant les impulsions électriques, ou un accéléromètre (11) ou un microphone placés sur la structure d'électrode (17).
18. Electrode de stimulation selon la revendication 16, caractérisée en ce que sa structure (17) est souple pour pouvoir épouser la forme sur laquelle elle est placée, et en ce qu'une partie de sa structure (17), entourant la ou les surfaces actives (9) sous forme de film métallique, est enduite ou recouverte d'un matériau ou d'un film autocollant de façon à pouvoir tenir sur la peau sans l'aide d'organes de maintien supplémentaires.

Fig. 1a

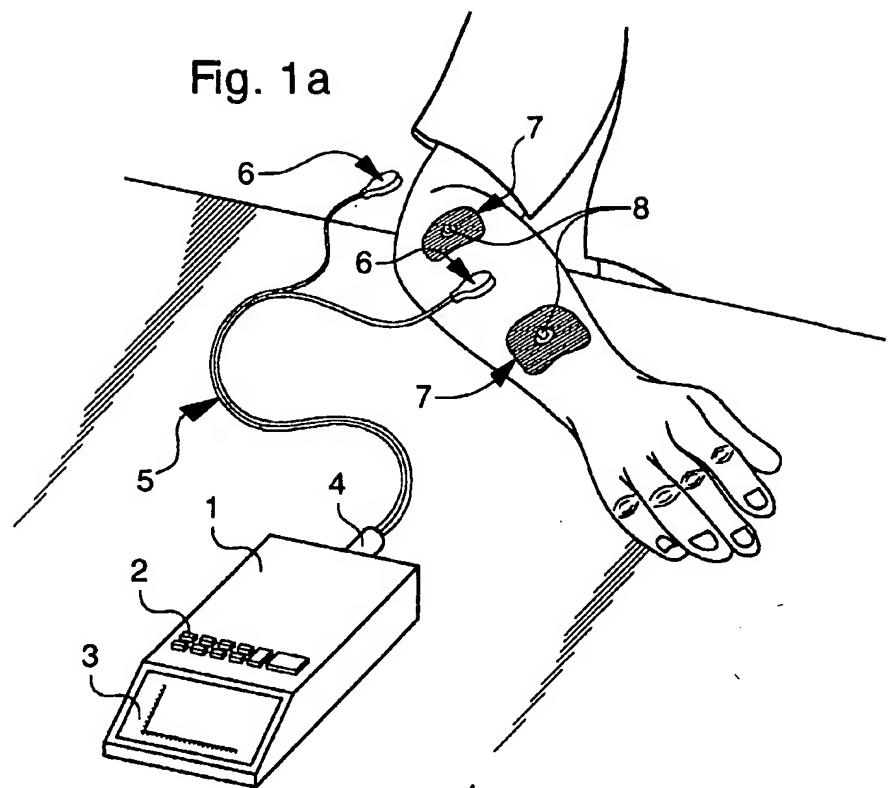


Fig. 1b

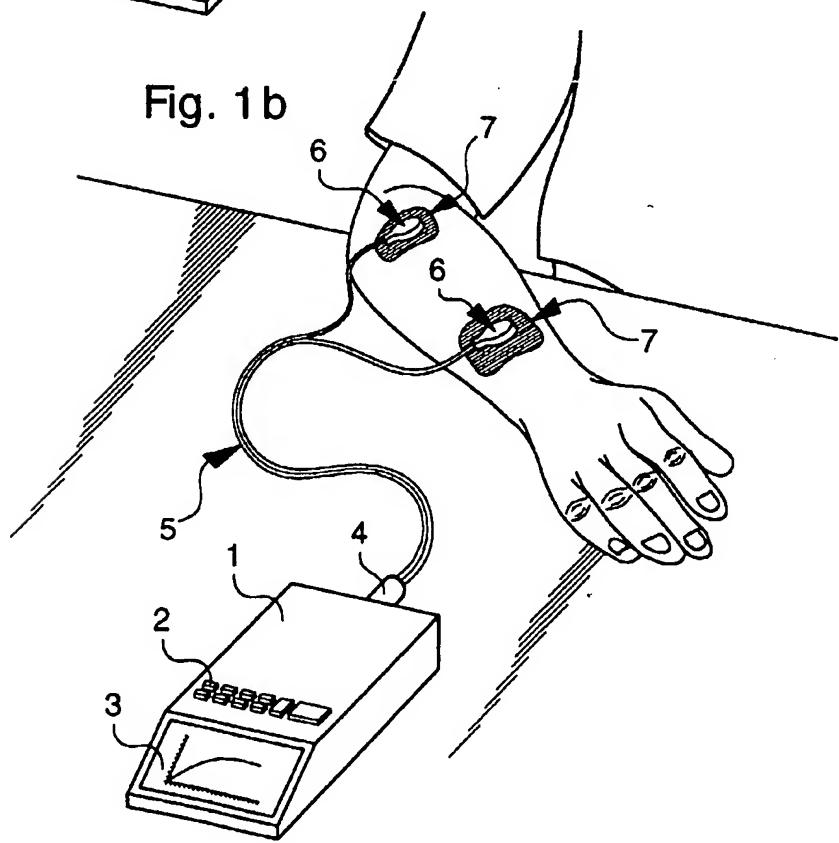


Fig. 2

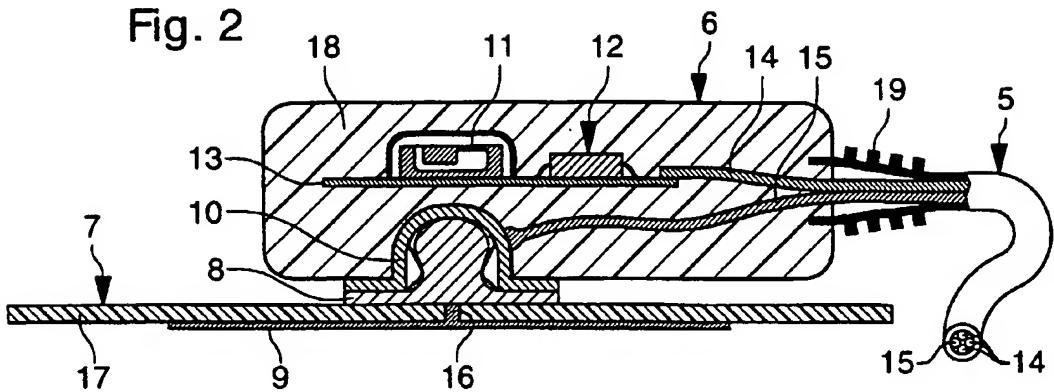


Fig. 3a

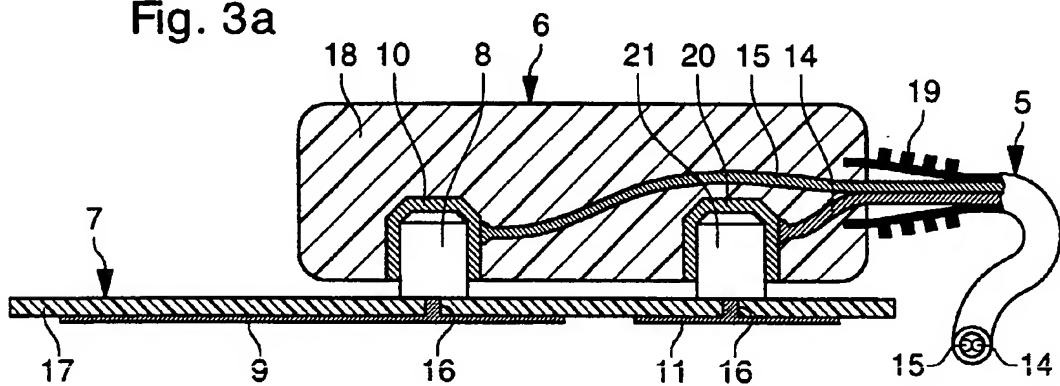


Fig. 3b

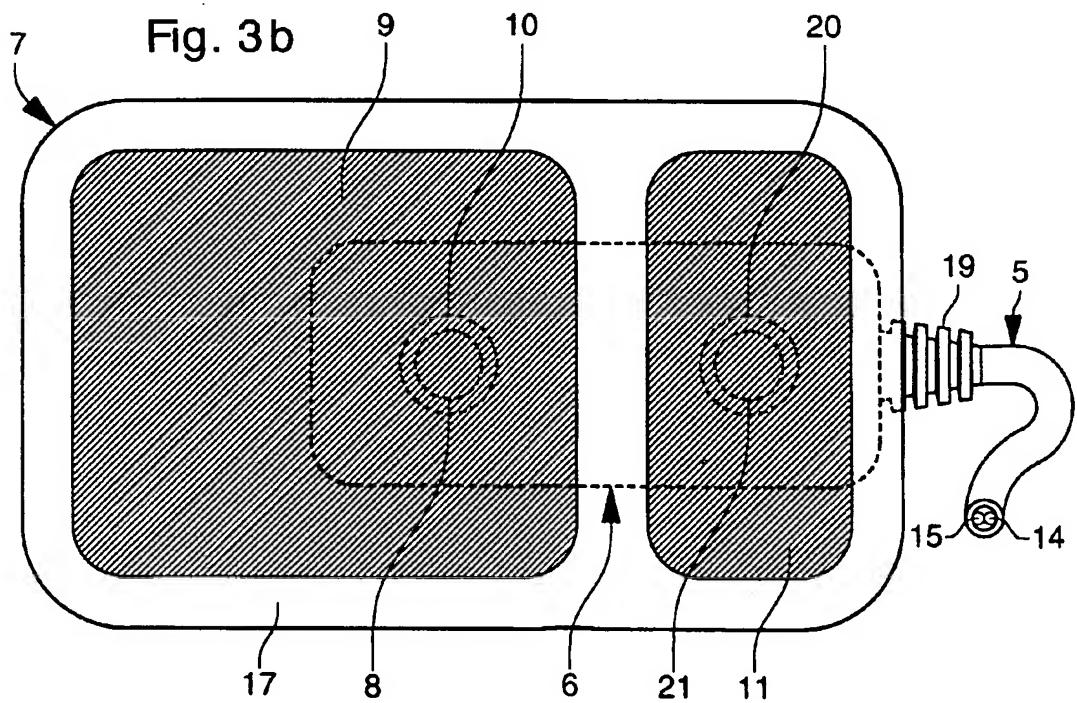


Fig. 4

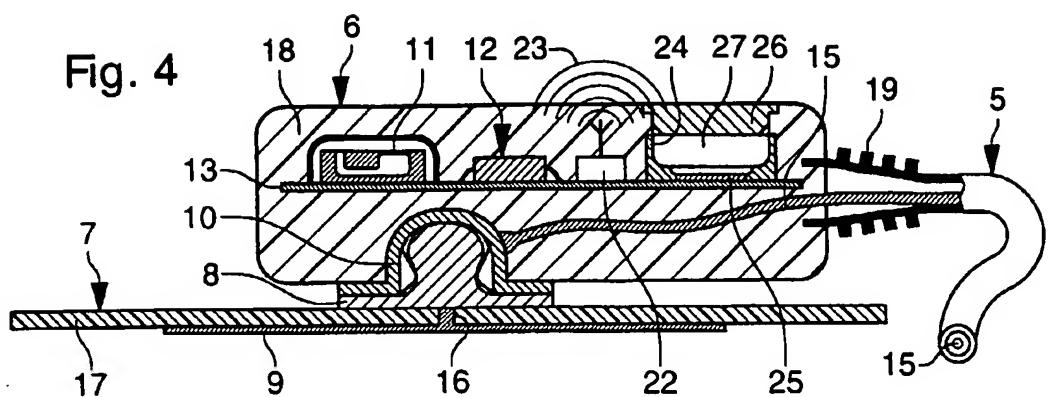
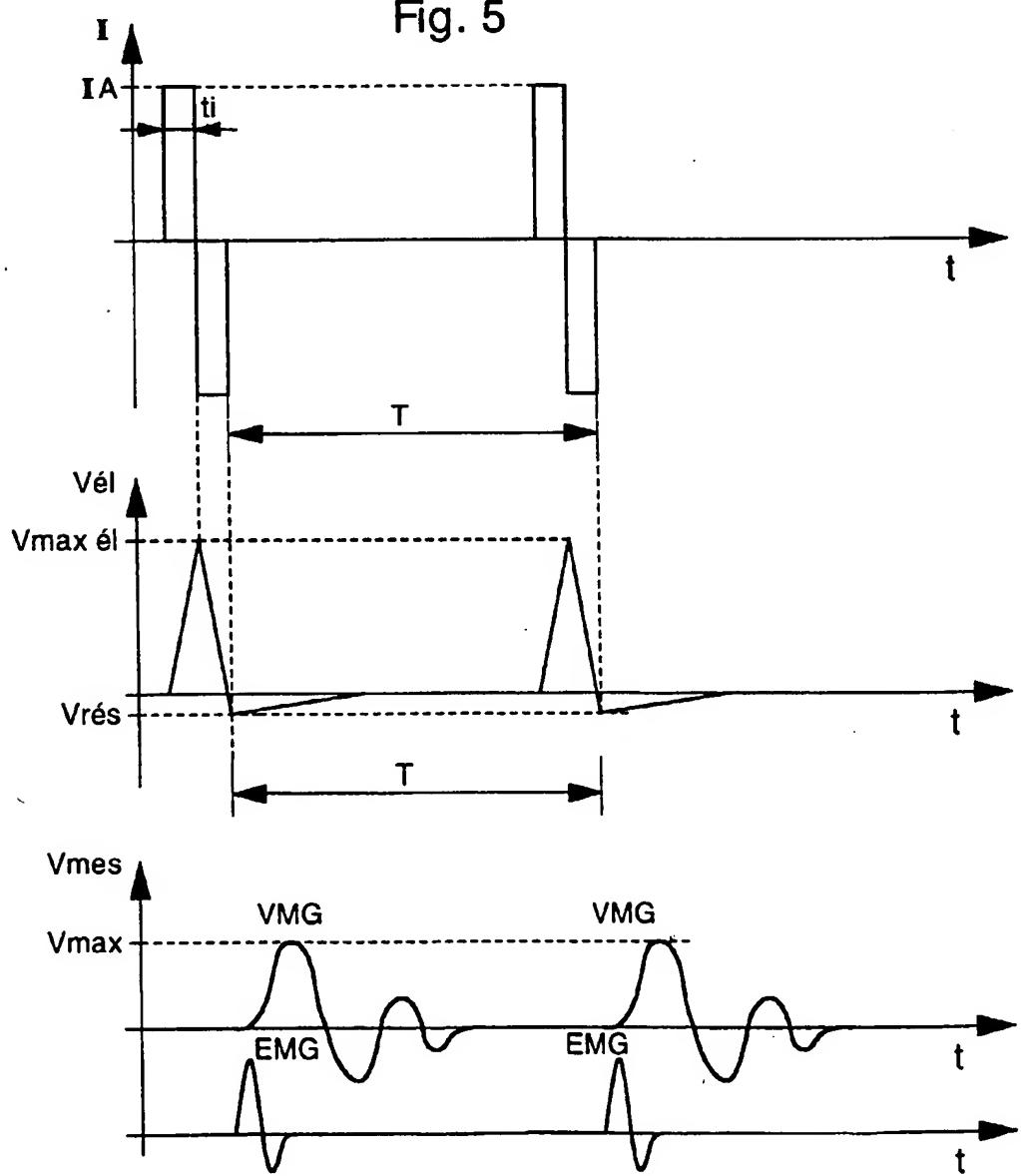


Fig. 5





Office européen
des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numéro de la demande
EP 99 12 1611

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int.Cl.)
D, X	US 5 070 873 A (GRAUPE DANIEL ET AL) 10 décembre 1991 (1991-12-10)	1,6	A61N1/36
Y	* colonne 3, ligne 3 - ligne 57 *	2-5	
Y	* figure 1 *	9	
X	---		
WO 99 19019 A (NEUROMOTION INC ; PROCHAZKA ARTHUR (CA)) 22 avril 1999 (1999-04-22)		1,5,7,9	
	* page 4, ligne 26 - page 7, ligne 27 *		
	* page 9, ligne 1 - ligne 18; figures 1-3		
	*		

D, A	US 4 805 636 A (BARRY DANIEL T ET AL) 21 février 1989 (1989-02-21)	1,7	
	* colonne 1, ligne 9 - ligne 13 *		
	* colonne 2, ligne 44 - ligne 53 *		
	* colonne 4, ligne 31 - ligne 40; figure 1		
	*		

D, A	US 5 507 788 A (LIEBER RICHARD L) 16 avril 1996 (1996-04-16)	1	
	* colonne 3, ligne 38 - colonne 4, ligne 16 *		
	* colonne 4, ligne 66 - colonne 5, ligne 3; figure 1 *		

A	WO 95 10323 A (WIELER MARGUERITE ; GAUTHIER MICHEL (CA); UNIV ALBERTA (CA); KENWEL) 20 avril 1995 (1995-04-20)	1,9,15	
	* page 2, ligne 11 - ligne 19 *		
	* page 6, ligne 15 - page 8, ligne 20 *		
	* page 9, ligne 12 - ligne 17; figures 1,5-7 *		

Y	US 4 524 774 A (HILDEBRANDT JUERGEN) 25 juin 1985 (1985-06-25)	9,15	
	* colonne 3, ligne 36 - ligne 45; figure 1		
	*		

	-/-		
Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche	Date d'achèvement de la recherche	Examinateur	
MUNICH	13 avril 2000	Georgiou, Z	
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	
X : particulièrement pertinent à lui seul			
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie			
A : arrière-plan technologique			
O : divulgation non écrite			
P : document intercalaire			



Office européen
des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numéro de la demande
EP 99 12 1611

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int.Cl.7)
A	US 4 580 339 A (IOFFE ZOSIM) 8 avril 1986 (1986-04-08) * figures 1-4 *	16-18	
X	US 5 355 883 A (ASCHER GILLES) 18 octobre 1994 (1994-10-18)	12, 14, 16-18	
Y	* colonne 3, ligne 22 - ligne 66; figure 2 *	2-5, 15	
A	US 5 540 735 A (WINGROVE ROBERT C) 30 juillet 1996 (1996-07-30) * abrégé; figures 1,3,6,7 *	16-18	

DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.7)			

<p>Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications</p>			
Lieu de la recherche	Date d'échévement de la recherche	Examinateur	
MUNICH	13 avril 2000	Georgiou, Z	
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons P : membre de la même famille, document correspondant	
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : amère-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire			

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET EUROPEEN NO.**

EP 99 12 1611

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche européenne visé ci-dessus.

Lesdits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du

Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets.

13-04-2000

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 5070873 A 10-12-1991		AUCUN	
WO 9919019 A 22-04-1999	CA 2217920 A AU 9333598 A	08-04-1999 03-05-1999	
US 4805636 A 21-02-1989		AUCUN	
US 5507788 A 16-04-1996		AUCUN	
WO 9510323 A 20-04-1995	AT 162089 T AU 678065 B AU 7850694 A BR 9407821 A CA 2173430 A,C CN 1135722 A DE 69407987 D DE 69407987 T DK 725665 T EP 0725665 A ES 2111336 T JP 9503937 T PL 313937 A US 5562707 A	15-01-1998 15-05-1997 04-05-1995 06-05-1997 20-04-1995 13-11-1996 19-02-1998 10-06-1998 14-04-1998 14-08-1996 01-03-1998 22-04-1997 05-08-1996 08-10-1996	
US 4524774 A 25-06-1985	DE 3130104 A AU 8631682 A EP 0071131 A JP 58041570 A YU 162982 A ZA 8205469 A	17-02-1983 03-02-1983 09-02-1983 10-03-1983 30-04-1985 29-06-1983	
US 4580339 A 08-04-1986		AUCUN	
US 5355883 A 18-10-1994	EP 0548435 A AT 150275 T CA 2086314 A CN 1078131 A DE 69125288 D DE 69125288 T ES 2101735 T JP 6054814 A	30-06-1993 15-04-1997 28-06-1993 10-11-1993 24-04-1997 26-06-1997 16-07-1997 01-03-1994	
US 5540735 A 30-07-1996	EP 0797421 A WO 9618364 A	01-10-1997 20-06-1996	